

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ
СІКОРСЬКОГО»**

Факультет електроніки

(повна назва інституту/факультету)

Акустики та акустоелектроніки

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ Дідковський В.С.

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ _____ ” _____ 20__ р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

зі спеціальності (спеціалізації) _____ 6.050803 Акустотехніка

(код та назва спеціальності)

на тему: _____ Ультразвуковий пристрій формування силової дії в повітрі

Виконав: студент _____ 4 _____ курсу, групи _____ ДГ-51

(шифр групи)

_____ Сусленко Єгор Олегович

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник _____ доцент, к.ф-м.н. Козерук С.О.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант _____

(назва розділу)

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент _____

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

Студент _____

(підпис)

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Інститут/факультет _____ електроніки _____
(повна назва)

Кафедра _____ акустики та акустoeлектроніки _____
(повна назва)

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність (спеціалізація) _____ 6.050803 Акустотехніка _____
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ Дідковський В.С.
(підпис) (ініціали, прізвище)

«___» _____ 20__ р.

**ЗАВДАННЯ
на дипломний проект (роботу) студенту**

_____ Сусленко Єгор Олегович _____
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Ультразвуковий пристрій формування силової дії в повітрі.

керівник проекту (роботи) _____ Козерук С.О., доцент, к.ф-м.н. _____,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «___» _____ 20__ р. № _____

2. Строк подання студентом проекту (роботи) _____ червня _____

3. Вихідні дані до проекту (роботи) розробити ультразвуковий пристрій силової дії в повітрі для офтальмологічного масажу. Мінімальна відстань до ока – 80 мм, мінімальний тиск силової дії – 2 Па.

4. Зміст (дипломної роботи) пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розробити) _____

1. Аналіз науково-технічної літератури. _____)

2. Розробка пристрою ультразвукового масажу. _____

3. Висновок _____

5. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо) _____ презентація _____

6. Консультанти розділів проекту (роботи)*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання _____ 5 вересня 2018 р

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Збір матеріалів для роботи. Аналіз науково-технічної літератури.	05.09.18 - 15.10.18	
2	Теоретичний розрахунок та обрання оптимальних технічних характеристик пристрою для ультразвукового масажу.	16.10.18 - 20.11.18	
3	Ескізне конструювання пристрою.	21.11.18 - 23.05.19	
4	Оформлення пояснювальної записки та презентації.	24.05.19 - 01.06.19	

Студент

(підпис)

Є.О. Сусленко_____
(ініціали, прізвище)

Керівник проекту (роботи)

(підпис)

С.О. Козерук_____
(підпис)

* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту (роботи)

РЕФЕРАТ

Ультразвуковий пристрій формування силової дії в повітрі // Дипломна робота на здобуття ступеня вищої освіти «бакалавр». Сусленко Є.О. Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», факультет електроніки, кафедра акустики та акустoeлектроніки, група ДГ-51. – К.:НТУУ «КПІ», 2019 с. – 71, рис. – 60, табл. – 14.

Метою роботи є аналіз сучасної технології створення акустичного пристрою формування силової дії в повітрі та створення ультразвукового офтальмологічного масажеру.

В роботі проведено розрахунок ефективності технології створення силової дії в повітрі за допомогою ультразвуку, базуючись на роботах та методах отримання силової дії ультразвуку в повітрі Козерука С.О., Розенберг Л.Д, Т.Гоші., М.Такахаші, Т.Івамото.

Проведено аналіз шкідливості та доцільності використання ультразвуку в офтальмології. Визначені оптимальні технічні характеристики для пристрою, а саме ультразвукового масажера для ока.

В результаті теоретичних підрахунків та результатів, отриманих після моделювання процесу роботи пристрою в середовищі програмування Matlab та їх оцінки, було виявлено, що технологія формування силової дії в повітрі є потенційною і перспективною для створення офтальмологічного масажера.

Розроблено пристрій та зроблено ескізне проектування.

Ключові слова: акустика, ультразвук, силова дія, радіаційний тиск, повітря, офтальмологія, масажер.

ABSTRACT

Ultrasonic device for the formation of force in the air // Graduate work for obtaining the degree of higher education "Bachelor". Suslenko E.O. National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute. Igor Sikorsky, Faculty of Electronics, Department of Acoustics and Acoustoelectronics, group DG-51. - K.: NTUU "KPI", 2019 p. - 71, fig. - 60, tab. - 14

The purpose of the work is to analyze the modern technology of creating an acoustic device for the formation of force in the air and the creation of an ultrasound ophthalmic massager.

In this work, the efficiency of the technology of creating force in the air by means of ultrasound is carried out, based on the work and methods of obtaining the force action of ultrasound in the air Koseruka S.O., Rosenberg L.D., T.Goshi, M.Takahashi, T.Ivamoto.

The analysis of harmfulness and expediency of use of ultrasound in ophthalmology is carried out. The optimum technical specifications for the device, namely the ultrasonic massager for the eye, are determined.

As a result of theoretical calculations and the results obtained after simulating the operation of the device in the Matlab programming environment and their evaluation, it was discovered that the technology of formation of force in the air is potential and promising for the creation of an ophthalmic massager.

The device was developed and sketch design was done.

Key words: acoustics, ultrasound, force, radiation pressure, air, ophthalmology, massager.

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧКИ	7
ВСТУП	8
1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД	9
1.1 Використання силової в дії ультразвуку	9
1.2 Застосування ультразвуку в медицині.	11
1.3 Проблеми захворювань ока та деякі методи лікування.	13
1.4 Біологічні критерії використання ультразвукового масажу.	15
1.5 Огляд пристроїв, що використовуються в медицині для терапії ока.	20
1.6 Сучасні пристрої ультразвукового масажу.	22
1.7 Вихідні технічні характеристики пристрою.	23
2. РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ УЛЬТРАЗВУКОВОГО МАСАЖУ	24
2.1 Структурна схема та принцип роботи.	24
2.2 Розрахунок ультразвукового радіаційного тиску.	25
2.3 Розрахунок матричного ультразвукового випромінювача.	28
2.4 Ескізне конструювання пристрою.	33
ВИСНОВКИ.....	35
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	36
Додаток А. Програмний код Matlab для визначення розподілу тиску уздовж осі фокусування.	
Додаток Б. Програмний код Matlab отримання радіальна діаграма розподілу тиску в фокусі.	

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

УЗ– ультразвук

УЗТ – ультразвукова терапія

ВОТ – внутрішньоочний тиск

ПК – персональний комп'ютер

ДСТУ – державний стандарт України

ТТЛ – транзисторно-транзитна логіка

ВСТУП

На поточний момент ультразвук широко застосовується в різних областях, але в майбутньому він знайде ще більше застосування. Вже сьогодні планується створення фантастичних для сьогоднішнього дня пристроїв.

Вчені працюють над створенням технології безконтактних пристроїв, які повинні будуть замінити сенсорні прилади. Наприклад, вже сьогодні створені ігрові пристрої, які розпізнають переміщення людини без безпосереднього контакту. Опрацьовуються технології, які передбачають створення невидимих кнопок, які цілком можна відчувати руками і управляти ними. Розвиток подібних технологій дозволить створити безконтактні смартфони або планшети. До того ж дана технологія розширить можливості віртуальної реальності.

За допомогою ультразвукових хвиль вже сьогодні можна змусити левітувати невеликі об'єкти. У майбутньому можуть з'явитися машини, які будуть за рахунок хвиль парити над землею і в відсутності тертя переміщатися з величезною швидкістю.

Основною перевагою ультразвукового методу є можливість створення локального силового дії зі скануванням по простору. Дослідження ультразвукових полів сфокусованих в повітрі, розробка алгоритмів їх формування та сканування є дуже актуальними.

У медичних цілях розробляється технологія ультразвукового акустичної голограми. Дана технологія передбачає розташування мікрочастинок в просторі для створення необхідного зображення.

В останні роки ультразвук стали застосовувати і як засіб профілактики і як засіб боротьби з ускладненнями захворювань. Одним з ефективних методів лікування є ультразвукова терапія.

Наведені результати експериментальних досліджень свідчать не тільки про безпеку невеликих доз ультразвуку для тканин тіла та внутрішніх

органів, а й для ока та доцільності його застосування в офтальмологічній практиці.

1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

1. Використання силової дії ультразвуку

Сучасні телекомунікаційні системи припускають передачу невербальної інформації з метою більшої ефективності повідомлень. Передача відчуттів дотику отримала назву тактильного мовлення.

Останнім часом, у зв'язку з розробкою 3Д телебачення, комп'ютерних ігрових приставок при взаємодії людини з віртуальним зображенням виникла необхідність в забезпеченні тактильного зворотного зв'язку (tactile force feedback), яка допомогла б посилити реалістичність відчуттів. Сучасні комунікативні системи припускають передачу невербальної інформації з метою більш повного інформаційного наповнення повідомлень. Передача емоцій, відчуттів дотику отримала назву тактильного мовлення (haptic broadcasting). Передача невербальної інформації на відстань дозволяє збільшити ефективність комунікативних систем, розширить спектр інформаційних каналів, забезпечить у користувача ефект віртуальної реальності.

Для створення силового дії на тіло людини пропонується ряд рішень на основі пристроїв різного принципу дії. Застосування вібраційних тактильних стимуляторів [1] обмежена рядом факторів. Носяться пристрої сковують рух, викликають відчуття дотику через контакт між шкірою і стимулятором. Повітряні потоки [2] позбавлені зазначених недоліків, однак через розсіювання повітряного потоку не дозволяють локалізувати тактильне дію. Відомі роботи [3,4-6,7-8] зі створення тактильного дії за допомогою потужного ультразвуку в повітрі. Інтенсивний ультразвук [5], створює радіаційне тиск здатне розвивати постійно діючу силу на поверхні перешкод.

У роботах [4-6] наведені пристрої тактильного дії, що складаються з плоскою матриці повітряних ультразвукових випромінювачів. Введенням

фазової затримки в ланцюзі випромінювання забезпечується фокусування ультразвуку в деякій області простору. Наведено розрахунки радіаційного тиску і розподілу ультразвукового тиску в області фокусування. Описано фізичні моделі пристроїв і проведені експериментальні дослідження. Результати експериментальних досліджень підтвердили можливість створення ультразвуком силового дії в повітрі достатнього для отримання тактильного відчуття.

Ультразвуковий тактильний пристрій [9] може доповнити графічний планшет, передаючи одночасно з символами і знаками невербальну інформацію (емоції, відчуття) безпосередньо на тіло людини. Відповідність тактильного дії ультразвуку відчуттям людини досліджувався в роботі [10]. Ciglar пропонує використовувати ультразвуковий пристрій для доповнення музичного інструменту тактильним зворотним зв'язком [11].

Основною перевагою ультразвукового методу є можливість створення локального силового дії зі скануванням по простору. Дослідження ультразвукових полів сфокусованих в повітрі, розробка алгоритмів їх формування та сканування буде актуально. В роботі [12] запропонований чисельний алгоритм розрахунку ультразвукового поля плоского випромінювача. Метод був розвинений для масивів випромінювачів кінцевого розміру [13]. Отримані результати використовувалися при створенні ультразвукового пристрою силового дії представленого в роботі [14]. Ультразвук генерується матрицею з 172 повітряних випромінювачів працюють на частоті 40 кГц. Управління променем здійснюється програмно з персонального комп'ютера. Радіаційний тиск в точці фокусування склало і дозволяло переміщати легкі предмети і відчувати тактильне дію ультразвуку.

Проблема тактильного мовлення передбачає вирішення низки завдань генерації інтенсивного ультразвуку, створення матриць випромінювачів з електронним управлінням променя, розрахунок характеристик ультразвукового поля і побудова алгоритмів сканування, управління характеристиками ультразвуку з метою отримання адекватної тактильної

реакції у користувача. У роботі розглянуто питання моделювання фокусованого ультразвукового поля генерується матричними випромінювачами з урахуванням введення фазового сканування по простору. Розраховані залежності параметрів променя від кута сканування і його вплив на створюваний радіаційний тиск.

1.2. Застосування УЗ в медицині

Різні види ультразвуку використовуються для впливу на живі організми. У медичній практиці його використання зараз дуже популярне. Воно засноване на ефектах, які відбуваються в біологічних тканинах, коли вони проходять через ультразвук. Хвилі викликають коливання середовища, що створює мікромасаж тканин. А поглинання ультразвуку призводить до їх локального нагрівання. Проте, певні біологічні та хімічні перетворення відбуваються в біологічних середовищах. Ці явища в разі помірної інтенсивності звуку не завдають незворотного збитку. Вони тільки покращують обмін речовин, і, отже, вони вносять вклад в організм тіла, якому вони піддаються. Такі явища використовуються в ультразвуковій терапії.

Кавітація і сильне нагрівання при високій інтенсивності призводять до руйнування тканин. Цей ефект використовується сьогодні в хірургії. Фокусований ультразвук використовується для хірургічних операцій, що дозволяє локально руйнувати найглибші структури (наприклад, мозок), не пошкоджуючи навколишні. У хірургії також використовуються ультразвукові інструменти, в яких робочий кінець має форму пилки, скальпеля, голок. Коливання, накладені на них, дають нові якості цих пристроїв. Необхідні зусилля значно знижуються, тому травми при експлуатації зменшуються. Крім того, анестетик і гемостатичні ефекти проявляються. Удар тупого інструменту з використанням ультразвуку використовується для знищення деяких видів пухлин.

Вплив на біологічні тканини здійснюється для знищення мікроорганізмів і використовується в процесах стерилізації ліків і медичних інструментів.

В основному мова йде про дослідження черевної порожнини. Для цього використовується спеціальний пристрій. Ультразвук може використовуватися для виявлення і розпізнавання різних аномалій тканин і анатомічних структур. Завдання найчастіше таке: є підозра на наявність злоякісної пухлини і її необхідно відрізнити від доброякісної або інфекційної пухлини.

Ультразвук корисний при дослідженні печінки і для інших завдань, які включають виявлення обструкції і захворювань сечовивідних шляхів, а також дослідження жовчного каменю для виявлення наявності в ньому каменів і інших патологій. Крім того, його можна використовувати для вивчення цирозу та інших дифузних доброякісних захворювань печінки.

Ультразвук знайшов своє застосування в стоматології, де він використовується для видалення зубного каменю. Дозволяє швидко, безкровно і безболісно видалити наліт і камінь. При цьому слизова оболонка рота не травмується, а «кишені» порожнини дезінфікуються. Замість болю пацієнт відчуває почуття тепла [15].

У комплексному лікуванні очних захворювань фізичні методи є важливою складовою частиною і нерідко займають провідне місце.

В останні роки їх стали застосовувати і як засіб профілактики і як засіб боротьби з ускладненнями захворювань. Одним з ефективних методів лікування є ультразвукова терапія.

Саме це і зацікавило мене в процесі роботи і надалі пов'язало дослідження з офтальмологією.

1.3 Проблеми захворювань ока та деякі методи лікування

Останнім часом збільшилася кількість очних захворювань [16]. Вони можуть бути або вродженими, або схильними до спадковості і набутими в результаті тієї чи іншої причини. У кожної людини хвороба очей може проявлятися по-різному в залежності від індивідуальних особливостей організму і зробити компетентну діагностику може тільки фахівець. У цьому розділі я коротко розповім вам про деякі з найбільш поширених захворювань очей, які потребують негайного звернення до офтальмолога.

Люди з давніх часів вивчають хвороби очей, тому що поганий зір завжди створює дискомфорт і запобігає здоровому способу життя. Саме через наші очі ми сприймаємо більшість інформації про навколишній світ. Захворювання очей часто стають передумовою поганого самопочуття, причому не тільки фізичних, але і психологічних, що викликають комплекси неповноцінності. Очні захворювання можуть бути самостійною проблемою або результатом інших захворювань організму. Проте перед лікуванням очей слід лікуватися відповідально, звертаючись до кваліфікованих лікарів.

Сучасна офтальмологія зробила величезний прорив у методах діагностики та лікування багатьох захворювань, які раніше могли бути серйозним вироком і навіть призвести до сліпоти. Згідно зі статистикою нашої планети, значна частина людей має певні або інші проблеми зі своїм зором, і вони можуть з'являтися як у дорослих, так і у маленьких дітей. Часто проблеми зору пов'язані з рефракційними помилками, такими як міопія, далекозорість, астигматизм. Ці захворювання сьогодні коригуються різними методами. Поряд з традиційними окулярами і більш сучасними варіантами - контактні лінзи - нові можливості для людей, відкриті з винаходом лазерної корекції зору. Ця процедура дозволяє відновити зір до ста і більше відсотків, тим самим створюючи людину нову якість життя. Вона виконується амбулаторно, швидко і безболісно, не впливає на звичний ритм життя. Зробивши його, ви зможете забути про проблеми і постійні фінансові витрати, пов'язані з необхідністю придбання окулярів, лінз для корекції зору,

аксесуарів і витратних матеріалів. Корекція зору, ціна якої розраховується за півтора-два роки, порівняно з одноденними м'якими контактними лінзами. Лазерна корекція зору загальноновизнана сьогодні. Найпростіший і безпечний спосіб відновлення зору.

Катаракта вважається однією з найбільш поширених захворювань очей, рано чи пізно досягає всіх. Чому? Але оскільки процеси старіння, що відбуваються в будь-якому організмі, спричиняють ряд змін, у тому числі і в органах зору. Субстанція лінзи - природна кришталік ока - поступово зміцнюється, перетворюючись з рідкої речовини в тверде тіло. У поєднанні з часом лінза ока перестає функціонувати і проходить через світло і утворює захворювання катаракти. Цей процес характеризує найбільш поширений тип катаракти - віку. Однак є й інші типи цього захворювання: катаракта, викликана деякими системними захворюваннями, порушення обміну речовин, гіпотиреоз, цукровий діабет, вроджена, радіаційна (часто професійна), токсична, травматична катаракта. Проте катаракта не боїться - на сьогодні вона цілком виліковується, і «золотим стандартом» для лікування катаракти у всьому світі є факулумінесценція катаракти. Цей м'який метод дозволяє використовувати ультразвук для заміни затверділого об'єктива на новий - штучний, який повертає людині нормальне зір. Фахівці підкреслюють, що найважливіше в лікуванні катаракти - профілактика: раннє виявлення захворювань і своєчасне проведення операції призводять до найбільш ефективного результату і швидкого відновлення зору. Тому краще почати лікування катаракти вчасі, ціна такої затримки може лише призвести до збільшення здоров'я.

У сучасному світі існує безліч техногенних факторів, що дратують сітківку ока протягом всього дня і впливають на здоров'я наших очей, в першу чергу - на рівні зору. Найбільші часті причини зниження зору полягають в техногенних факторах та інтересах людини: тривале використання мобільних та комп'ютерних пристроїв без можливості дати очам відпочити, читання при поганому освітленні, використання телефону і

комп'ютера в режимі максимальної яскравості, неправильне харчування шкідливі звички, часті стреси, небажання дивитися на ситуацію об'єктивно ірраціонально оцінювати свої страхи.

Масаж очей для відновлення зору стрімко набирає популярність за рахунок своєї ефективності. Цей метод використовують в якості профілактики, а також в терапевтичних цілях, коли порушення вже дали про себе знати. Головна перевага масажу очей для поліпшення зору полягає в тому, що він не займає багато часу.

Дуже часто такий масаж позбавляє від головного болю, викликаного надмірним напруженням очних м'язів.

Масаж навколо очей не менш важливий, ніж масаж очних яблук і повік. Покращуючи кровообіг в цій зоні, ти займаєшся оздоровлення очей [16].

1.4. Біологічні критерії використання ультразвукового масажу

Механізм дії ультразвуку в даний час вивчений досить повно [16]. Умовно в ньому розрізняють дію механічного, теплового та фізико-хімічного факторів, які визначають первинні ефекти, що виникають в тканинах. Стимулююча дія його тканини відзначено для випромінювання малих інтенсивностей – до $0,5 \text{ Вт/см}^2$, що виявляється поліпшенням гемодинаміки, освітою судинних колатералей в пошкоджених тканинах і прискоренні окисно-відновних процесів в синаптичних утвореннях. Слід згадати його вплив на мітохондрії, а отже, і на енергозабезпечення клітини.

При його локальній дії на очне яблуко виявлено підвищення проникності гематоофтальміческого бар'єру і сорбційних властивостей тканин ока. Відзначено також, що після курсового опромінення очі терапевтичними дозами ультразвуку $0,3 - 0,4 \text{ Вт/см}^2$ в рогівці помітно збільшується вміст рибонуклеїнових кислот, особливо в клітинах базального шару, що грають важливу роль в процесах регенерації рогівки і мікроелементів (міді, цинку, заліза і кобальту) активно беруть участь в процесах тканинного дихання. Встановлено також сприятливий вплив

ультразвуку на процеси гліколізу в сітківці і поліпшення електричної активності зорового нерва.

Наведені результати експериментальних досліджень свідчать не тільки про безпеку невеликих доз ультразвуку для тканин ока, а й доцільності його застосування в офтальмологічній практиці.

При проведенні ультразвукової терапії слід враховувати наступні фактори:

- вид озвучування;
- режим озвучування;
- вид контакту з опромінюваною поверхнею;
- метод озвучування;
- частоту ультразвукових коливань;
- інтенсивність і час озвучування;
- тривалість курсу лікування.

Вид озвучування.

Існують два види озвучування: пряме і непряме.

В офтальмологічній практиці застосовують прямий вид озвучування, при цьому ультразвукові коливання направляють безпосередньо на око або його придатки.

Ультразвукову терапію можна застосовувати в імпульсному або безперервному режимі. При імпульсному режимі переважає механічна дія ультразвуку, бо теплоутворення в тканинах виражено слабо. Слід зазначити, що утворюється при безперервному режимі тепло практично мізерно. Досвід використання обох режимів показав, що застосування безперервного режиму дозволяє отримувати кращі результати лікування в порівнянні з імпульсним.

Контакт головки випромінювача з опромінюваною поверхнею може бути прямим і непрямим. Прямий контакт можливий при використанні головки випромінювача, площа якого дорівнює 1 см^2 . При цьому головка аплікатору добре контактує з опромінюваною поверхнею (з оком через закриті повіки). Однак, навіть у випадках застосування прямого контакту між

головкою випромінювача і опромінюваною поверхнею залишається найтонший шар повітря, який є перешкодою для проходження високочастотних ультразвукових коливань. Тому на поверхню датчика і шкіру зімкнутих століття наносять вазелінове масло.

При використанні аплікаторів з великою випромінюючої поверхнею (4-10 см²) застосовують непрямий контакт. Для цього між головкою випромінювача і закритими повіками поміщають тонкостінний гумовий мішечок, наповнений кип'яченої дегазованої водою. На шкіру повік і гумовий мішечок наносять вазелінове масло.

Різновидом непрямого контакту є так звана субаквальна методика, при якій озвучування проводять через ванночку, наповнену фізіологічним розчином. Ультразвукова головка вмонтована в дно скляної ванночки. Процедуру проводять при відкритих повіках.

Існує два методи озвучування: стабільний і лабільний (масажний). При стабільному методі озвучування дія ультразвуку в 5-8 разів сильніше, ніж при масажному. Стабільний метод полягає в тому, що під час озвучування головка випромінювача знаходиться в нерухомому стані.

Сутність лабільного методу полягає в тому, що головку аплікатора повільно пересувають по опромінюваній поверхні. При прямому контакті головки випромінювача з опромінюваною поверхнею потрібно починати зі стабільного методу, а через 3-4 процедури, у міру підвищення інтенсивності і часу озвучування, слід переходити на лабільний метод. При прямому контакті головка аплікатора залишається в стабільному положенні, а очне яблуко під час озвучування змінює положення (догори, донизу і в сторони).

Поверхневу терапію проводять при частоті ультразвукових коливань в 2640 кГц. Така частота УЗ коливань знаходить застосування при лікуванні захворювань переднього відділу ока і його придатків (повіки, рогівка, райдужка, кришталик). Для глибокої терапії (захворювання склоподібного тіла, сітківки та зорового нерва) застосовують частоту ультразвукових коливань в 880 кГц.

Інтенсивністю озвучування називають кількість енергії, що проходить через площу в 1 см^2 протягом 1 секунди, вона виражається у Вт/см^2 . При використанні головки випромінювача площею 1 см^2 , процедури починають при інтенсивності $0,1 \text{ Вт/см}^2$, тривалість процедури 3-4 хвилини. Через 1-2 процедури інтенсивність озвучування слід підвищити до $0,2 \text{ Вт/см}^2$, а потім, при необхідності до $0,3 \text{ Вт/см}^2$. При цьому збільшують і час озвучування до 5-6 хвилин. У тих випадках, коли необхідно використовувати головку з великою випромінюючої поверхнею (4 см^2), інтенсивність озвучування протягом всього курсу лікування залишається постійною і дорівнює $0,5 \text{ Вт/см}^2$. Тривалість же процедури поступово підвищують від 4 до 8 хвилин.

Інтенсивність озвучування при застосуванні субквальної методики становить $0,2-0,3 \text{ Вт/см}^2$ при тривалості процедури 5 хвилин. Протягом всього курсу лікування інтенсивність і тривалість процедури залишаються постійними.

Процедури проводять щодня або через день. Курс лікування складається з 12-20 сеансів. Через 1,5-2 місяці, при наявності показань від лікаря, терапію можна повторити.

В останні роки отримав визнання новий метод УЗ терапії – ультразвуковий фонофорез – метод введення лікарських препаратів в тканини організму за допомогою ультразвуку. При цьому поєднується дія ультразвукових коливань і дія ліків на патологічний осередок. Залежно від локалізації процесу в офтальмологічних клініках застосовується ванночковий фонофорез (при лікуванні захворювань очного яблука), або фонофорез при прямому контакті головки випромінювача з опромінюваною поверхнею (при лікуванні захворювань повік і придаткових органів ока). Лікарська речовина одночасно служить і контактним середовищем.

Встановлено залежність проникнення лікарських речовин від їх молекулярної маси. Ю. Ф. Майчук, [17] вивчаючи проникність рогівки для різних антибіотиків, прийшов до висновку, що пенетрація останніх, в середовища ока збільшується, при використанні полімерних розчинників.

Таким чином, існує зв'язок між фізико-хімічними властивостями препаратів і функціонуванням епітеліального бар'єру в механізмі проникності рогівки. Не можна виключати вплив і інших факторів, зокрема зміну під дією ультразвуку стану системи гіалуронової кислоти – гіалуронідаза, яка регулює процеси тканинної проникності.

У той час, як постійний струм посилює проникнення лікарських препаратів в міжклітинний простір, УЗ вплив, збільшуючи проникність клітинних оболонок, прискорює проникнення цих речовин всередину клітин. Метод отримав назву фоноелектрофореза. Слід зазначити, що за даними ряду експериментальних досліджень, саме фоноелектрофорезу належить лідерство в здатності забезпечувати введення найбільшої кількості речовини всередину очного яблука, друге місце займає фонофорез, третє – субкон'юнктивальні ін'єкції і лише потім «стоять» електрофорез і внутрішньом'язові ін'єкції. Вказана обставина набуває особливого значення в офтальмопедіатричеськой практиці.

Безсумнівний практичний інтерес представляють дослідження [17], які свідчать про те, що поєднання попереднього опромінення ока ультразвуком з наступним проведенням фоноелектрофореза сприяє ще більшому проникненню лікарського препарату в передню камеру і відповідає накопиченню його як після трьох процедур фонофорезу. Методика отримала назву – суперфоноелектрофореза.

На підставі проведених досліджень різними вченими в різні часи, на сьогоднішній день сформувалися основні показання до застосування ультразвуку в офтальмології з лікувальною метою:

1. Для прискорення обміну речовин і процесів розсмоктування при інфільтрації рогівки різної етіології; при сповільненому розсмоктуванні ексудату, кришталікових мас і крові з передньої камери; при ексудаті, інтенсивному помутнінні і крововиливу в склоподібному тілі.

2. Для прискорення і полегшення проникнення лікарських речовин в тканини ока при гнійних і специфічних запальних процесах в очному яблуці.

3. Для розширення судин і поліпшення кровопостачання тканин при дистрофічних процесах в судинній і сітчастій оболонках, а також зоровому нерві, що протікають на тлі гіпотрофії і зниженою оксигенації.

4. Для перешкоди грубому рубцюванню при загоєнні ран рогової оболонки, при формуванні більмах рогівки після запальних процесів, опіку та оптичних операцій; при деформуючому рубцюванні повік після пластичних операцій, травм, опіків або запальних процесів.

Проведення УЗ терапії протипоказано при важких ендокринних дизфункціях, психоневрозах і органічних захворюваннях нервової системи, гіпертонічного захворювання III стадії, серцево-судинних захворюваннях в періоді загострення; важких формах загального атеросклерозу, що супроводжуються нездужанням, запамороченням, головним болем; в другій половині вагітності; при гострих інфекціях; туберкульозі легень і злоякісних новоутвореннях.

Місцевими протипоказаннями для УЗ терапії в офтальмології більшість дослідників вважають афакію, рецидивні внутріочні крововиливи, прогресуючі ускладнення міопію, гіпотонію ока, відшарування сітківки, внутріочні чужорідні тіла, злоякісні новоутворення.

1.5. Огляд пристроїв, що використовуються в медицині для терапії ока

Підсумовуючи розглянуте, встановлено наступне:

Ультразвук з інтенсивністю, що перевищує 1 Вт/см^2 , викликає небажані явища в структурі ока - помутніння склоподібного тіла, катаракти, лущення епітелію рогівки, набряк і некроз передніх шарів стромы і т.д. при лікуванні захворювань очей застосовують ультразвук інтенсивністю $0,2 \dots 0,4 \text{ Вт/см}^2$, а час експозиції зазвичай не перевищує 5 хвилин. Ультразвук в цьому режимі значно активізує метаболічні процеси, а також підвищує

проникність тканин очей для препаратів. У зв'язку з цим на практиці, як правило, використовують фонофорез.

При лікуванні очних захворювань використовується здатність ультразвуку стимулювати метаболічні процеси, прискорювати біосинтез білків сполучної тканини і ряд інших речовин у клітині, а також активувати регенеративні процеси в пошкоджених тканинах.

Дуже ефективний ультразвук (0,88 МГц; 0,3 Вт/см², 5 хв.). При лікуванні важких проникаючих ран рогівки і склери. Під його впливом прискорюється всмоктування фібрину та інфільтрація лейкоцитів, зменшується строма рогівки. У результаті виникає тонкий, майже аваскулярний шрам, схожий за структурою зі стромою рогівки.

Після лікування ультразвуком вірусний кератит, в тому числі у кролів, собак, коней та інших тварин, швидко проходить і не залишає грубих рубців на рогівці [17].

Для впливу ультразвуку на очі тварин і людини в даний час використовуються кілька різних методів. Випромінювачі малого розміру (діаметр від 0,5 до 1 см²) дозволяють опромінювати обмежену частину ока ультразвуком під час безпосереднього контакту з ним. Цей метод найчастіше застосовується при лікуванні рубців, подряпин і ран шкіри повік і шкіри навколо очей. Для впливу на очі використовується метод непрямого контакту. Як і прокладки, вона передає акустичну енергію, використовуючи мішок, наповнений водою з тонкої гуми, що приймає форму ока і радіатора. Однак це втрачає від 50 до 60% ультразвукової енергії і стає важко точно дозувати ефекти.

Фонофорез проводять, використовуючи спеціальну ванночку-вікорозширювач, яку встановлюють на попередньо анестезоване очне яблуко. Краї ванночки заводять під повіки, а в широку частину наливають лікарський розчин, який одночасно використовується в якості середовища, що забезпечує акустичний контакт. При стійких хронічних патологічних змінах різних структур очі ультразвукова терапія малоефективна.

1.6. Сучасні пристрої ультразвукового масажу

Реалізувати ультразвукову терапію вдалось авторам приладу - Апарат для ультразвукової терапії офтальмологічний УЗТ 1.04О (рис.1)

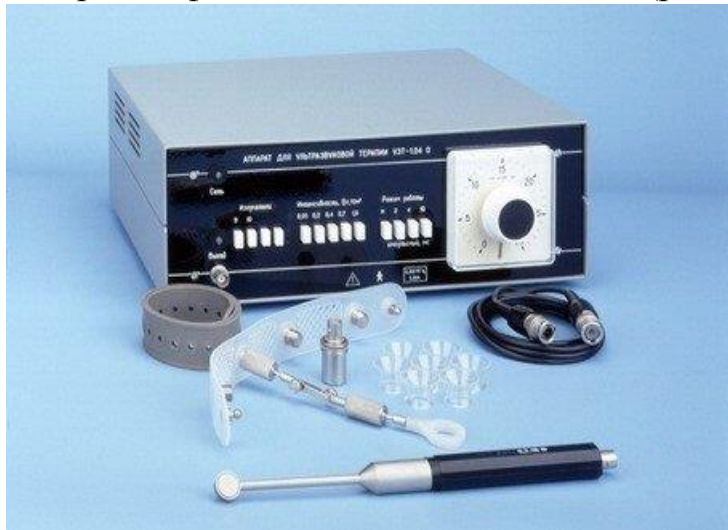


Рис. 1 Апарат для ультразвукової терапії офтальмологічний УЗТ 1.04О

Апарат призначений для лікування ультразвуком різних захворювань очей: запалень рогівки, травматичних катаракт, гемофтальма, часткової атрофії зорового нерва, пігментної дегенерації сітківки, рубцевих захворювань століття, мейбоміітов, холязіонів, склерітов. Працює як в безперервному, так і імпульсному режимах, що дозволяє вибрати для кожного пацієнта найбільш раціональну процедуру відповідно до характеру захворювання. Наявність в комплекті апарату двох ультразвукових випромінювачів різного виду забезпечує ефективний вплив при ліченні. Виконаний на інтегральних схемах і напівпровідникових приладах. Щодо захисту від ураження електричним струмом виконаний по класу 1, тип В. Функції: розсмоктувальна, регенеративна, протизапальна, знеболююча.

Технічні характеристики:

Частота ультразвукових коливань (МГц)..... $0,88 \pm 0,03\%$

Ефективна площа випромінювача ІУТ 0,88-0,5, 10 Ф (см²)0,5

Режими роботи (генерації) безперервний і імпульсний	
Тривалість імпульсів (мс)	2,4 і 10
Відхилення тривалості імпульсів не більше (%) \pm 20	
Частота повторення імпульсів (Гц).....	50
Потужність споживана апаратом від мережі не більше (Вт)	50
Час встановлення робочого режиму після включення не більше (с)....	30
Напруга живлення (В)	$220 \pm 10\%$
Частота струму мережі живлення (Гц)	$50 \pm 0,5$
Клас захисту від ураження електричним струмом 1 тип В	
Габаритні розміри електронного блоку (мм)	346x295x145
Маса апарата не більше (кг)	7
Встановлена безвідмовна напрацювання не менше (г)	600
Середнє напрацювання на відмову не менше (г)	2000
Встановлений термін служби не менше (років)	3
Середній термін служби апарату не менше (років)	7

Візьмемо апарат для ультразвукової терапії офтальмологічний УЗТ 1.04О за прототип перспективного пристрою та сформулюємо вимоги до нього [18].

1.7. Вихідні технічні характеристики пристрою

Пристрій повинен забезпечувати безконтактний масаж очей, стимулювати обмінні процеси, прискорювати біосинтез сполучнотканинних білків і ряду інших речовин в клітині, активізувати відновлювальні процеси в пошкоджених тканинах.

Пристрій повинен складатися з ПК, блоку управління та фокусування УЗ променя, матриці повітряних перетворювачів. ПК формує електричні коливання певної частоти, які після фазової затримки в блоці фокусування та

підсилення подаються на матрицю випромінювачів. Фокусна відстань, вид модуляції та рівень випромінювання задаються на панелі ПК.

Основні технічні характеристики пристрою:

Частота ультразвукових коливань ,кГц.....	40
Ефективна площа променя в фокусі, см ²	0,5
Радіаційний тиск, Па.....	1-2
Режими роботи (генерації) безперервний і імпульсний	
Тривалість імпульсів ,мс	2-10
Частота повторення імпульсів ,Гц.....	50

2 РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ УЛЬТРАЗВУКОВОГО МАСАЖУ

2.1. Структурна схема та принцип роботи

Активний елемент масажера генерує ультразвукові коливання з частотою 40 кГц, які змушують тканини змінювати свою щільність (стискатися і розтискати) з такою ж частотою. Цей ефект називається високочастотним мікромасажем і надає м'яку стимулюючу дію на клітини шкіри і м'язів. В результаті ультразвукового масажу відбувається активізація обміну речовин усередині клітин, виділяються біологічно активні речовини, активізується циркуляція крові, нормалізується робота залоз, ліквідовується спазм мускулатури, що формує зморшки, розгладжуються рубці і запальні інфільтрати.

При роботі масажера в режимі постійної генерації ультразвукових імпульсів здійснюється глибоке введення лікувальних препаратів всередину шкіри - ультрафонофорез.

При роботі масажера в режимі імпульсної генерації ультразвука, активізується лімфодренаж, віддаляються набряки і виводяться токсини, а також вводять лікувальні препарати, підвищуються еластичні властивості та стимулюються м'язи.

Пристрій складається з матриці ультразвукових перетворювачів, блоку електронного формування ультразвукового променя керованого з персонального комп'ютера. Розрахунок фокусованого акустичного поля матриці проводився за методикою запропонованою в роботах [7]. Дискретні випромінювачі розташовувалися на матриці по концентрованих колах. Ультразвукове поле розраховувалося, як сума вкладів окремих джерел з урахуванням введеної фазової затримки.



Рис. 2 Структурна схема пристрою

Керований з комп'ютера блок електронного формування променя дозволить реалізувати фокусування ультразвуку, забезпечить створення радіаційного тиску в повітрі.

2.2. Розрахунок рівня радіаційного тиску

Відомо, що ультразвук створює радіаційний тиск Pr . Величина радіаційного тиску пропорційна щільності звукової енергії I , яка залежить від ультразвукового тиску p , щільності ρ і швидкості звуку c в середовищі:

$$I = \frac{p^2}{\rho c^2}$$

Якщо на шляху поширення ультразвукових хвиль поставити перешкоду, то на його поверхню діє радіаційне тиск:

$$P_r = (1 + \xi^2)I = (1 + \xi^2) \frac{p^2}{\rho c^2} \quad (1)$$

Величина радіаційного тиску залежить від співвідношення акустичних імпедансів перешкоди $(\rho c)_2$ і середовища $(\rho c)_1$, і визначається коефіцієнтом відображення по тиску ξ :

$$\xi = \frac{(\rho c)_2 - (\rho c)_1}{(\rho c)_2 + (\rho c)_1}$$

Для більшості перешкод в повітрі $\xi = 1$, тому:

$$P_r = (1 + \xi^2)I = 2 \frac{p^2}{\rho c^2} \quad (2)$$

Розрахуємо радіаційний тиск, що створюється на перешкоді в повітрі з параметрами $\rho = 1,29 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$, $c = 340 \frac{\text{м}}{\text{с}}$ ультразвуковим випромінювачем з типовими технічними характеристиками. Частота випромінювача дорівнює 40 кГц; ультразвуковий тиск $p = 10$ Па на відстані 300 мм при ефективній електричній напрузі $U = 10$ В.

Виберимо, спираючись на роботи [12-14], УЗ- перетворювач відкритого типу AW19T/R40-10OB01-01, який повністю відповідає технічному завданню.



Рис.3. Ультразвуковий перетворювач відкритого типу
AW19T / R40-10OB01-01.

Центральна частота	$40,0 \pm 1.0$ кГц
Чутливість	58 ± 4 дБ
Рівень звукового тиску	115 дБ
Кут променя	90°
Типова ємність	$1900 \pm 20\%$ пФ
Напруга	40 В
Робоча температура	$40 \sim + 90^\circ\text{C}$
Температура зберігання	$40 \sim + 85^\circ\text{C}$
Діаметр (d).....	12 мм
Висота	5 мм

Використовуючи вираз (2) знайдемо радіаційний тиск, що утворює вибраний випромінювач: $P_r = 0,0013 \text{ Па} = 0,000013 \frac{\text{Г}}{\text{см}^2}$. Ця величина дуже мала для створення силового дії. Відомо, що мінімальний тиск, сприймається людиною як дотик, становить $(0.2-0.5) \frac{\text{Г}}{\text{см}^2}$. Величина тиску, необхідна для впливу на сенсорні кнопки технічних пристроїв істотно більше і лежить в межах $(10 \dots 80) \frac{\text{Г}}{\text{см}^2}$. У таблиці (Таб.1) наведені значення радіаційного тиску отримані за (2) і рівня ультразвукового тиску L , обрахованого за допомогою формули:

$$L = 20 \lg \left(\frac{P}{P_0} \right), p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}.$$

Табл 1.

Радіаційний тиск, P_r		Рівень ультразвуку, L , дБ
Г/см^2	Па	
0,0054	0,54	140
0,054	5,4	150
0,54	54	160
5.4	540	170

Для отримання радіаційного тиску для силового дії на об'єкт, необхідно використовувати велику кількість випромінювачів, забезпечивши при цьому рівність фаз коливань окремих джерел в точці спостереження [13].

2.3. Розрахунок матричного ультразвукового випромінювача

Згідно технічних вимог пристрій розвиває на поверхні ока силову дію яка дорівнює радіаційному тиску величиною: $(1-5) \text{ Па}$.

По таблиці 1 встановимо необхідний рівень випромінювання ультразвуку в повітрі - $L=145 \text{ дБ}$.

Розрахуємо сумарну кількість УЗ перетворювачів, які знеобхідні для створення рівня УЗ в $L=145$ дБ.

Виберемо випромінювачі з наступними хар-ками: частота резонансу випромінювача 40 кГц, рівень ультразвукового тиску, що розвивається окремим випромінювачем в повітрі, на відстані $r=300$ мм, склав 115 дБ, при ефективній електричній напрузі 10 В, довжина хвилі 8,5 мм.

$$L_i = 115 \text{ дБ} \rightarrow P_i = 10^{0,05 L_i} \cdot p_0$$

$$P_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$$

$$L_{\Sigma} = 145 \text{ дБ}$$

$$L_{\Sigma} = 20 \lg \sum_{i=1}^N \frac{p_i}{p_0} = 20 \lg \frac{N \cdot p_i}{p_0} = 20 \lg N + 20 \lg \frac{p_i}{p_0} = 20 \lg N + L_i$$

$$\lg N = \frac{L_{\Sigma} - L_i}{20}$$

$$N = 10^{\frac{\Delta L}{20}} = 10^{1,5} = 32$$

З цього слідує, що для того, щоб розвинути 145 дБ, необхідно 32 УЗ перетворювача, забезпечивши при цьому рівність фаз коливань окремих джерел в точці спостереження. Для формування променю використаємо масив з 32 випромінювачів застосувавши технологію фокусування [13]. Для фокусування акустичного поля застосовують рефлектори, зональні пластинки, лінзи. Акустичне поле сферичного сегментного перетворювача докладно досліджено в [14]. Такі системи забезпечують фокусування звуку в одну фіксовану область визначену геометрією пристрою. У медичній і технічній діагностиці використовують плоскі матричні випромінювачі, які дозволяють реалізувати просторове сканування і фокусування ультразвукового променя. Для сфокусованого ультразвукового променя використовують наступні терміни (рис.4)

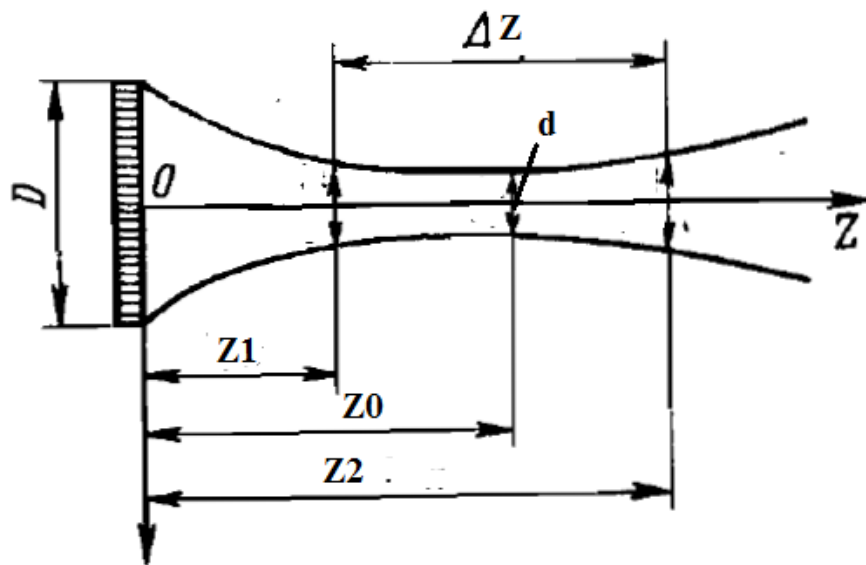


Рис.4 Параметри фокусування променя

D - апертура випромінювача, поверхня випромінювача, яка формує звуковий промінь;

Z_0 - фокусна відстань;

$Z_1, Z_2, \Delta Z$ - початок, кінець та протяжність області фокусування;

d та σ - переріз променю в фокальній площині та величина першого бокового пелюстка.

Початок і кінець акустичного променя в осьовому напрямку будемо оцінювати по зменшенню нормованого тиску до 0.707 від максимального значення в фокусі. Протяжність променя в фокальній області розраховуємо, як:

$$\Delta Z_f = Z_2 - Z_1$$

Ширину променя d знаходимо в радіальному напрямку по зменшенню нормованого тиску до 0.707 від максимального значення.

Розглянемо чисельний алгоритм розрахунку акустичного поля плоских випромінювачів.

Розрахуємо зону Френеля:

$$R_{\Phi} = \frac{d^2}{\lambda} = 17 \text{ мм.}$$

d – діаметр одного перетворювача.

λ – довжина хвилі.

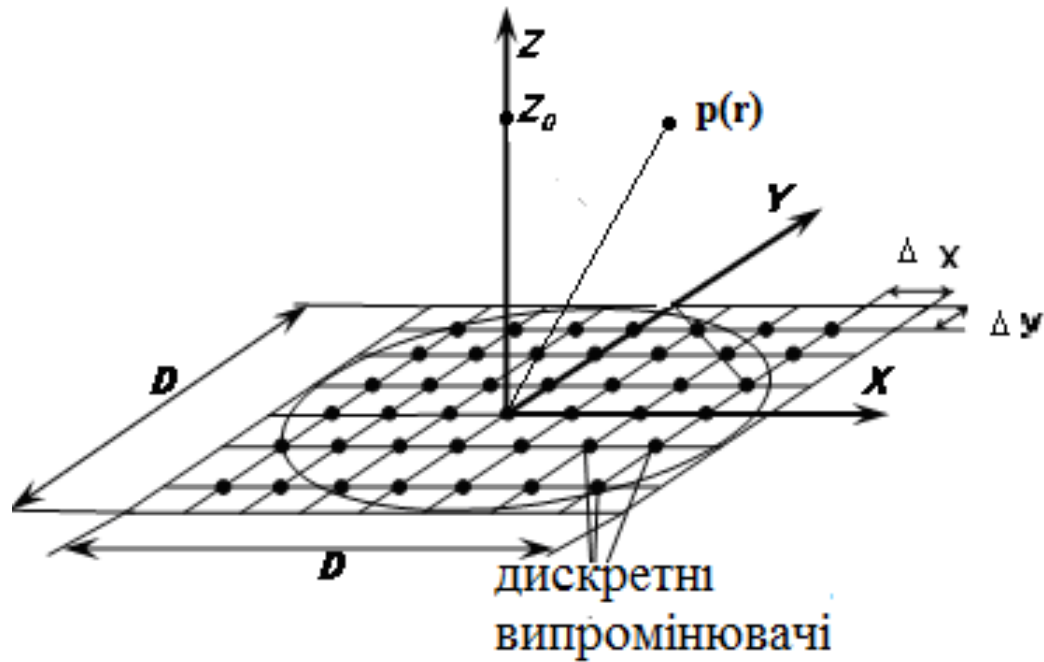


Рис.5. Модель матричного випромінювача

Для розрахунку сфокусованого акустичного поля будемо використовувати декартову систему координат [19], розташовану в центрі матричного випромінювача (рис.5). Апаратура матриці - D . Дискретні випромінювачі малого хвильового розміру, в кількості $N \cdot M$ точкових джерел, розміщені у вузлах координатної сітки. Відстань між випромінювачами - крок матриці $\Delta x = \Delta y$. Об'ємна швидкість окремо взятого дискретного випромінювача $Q = V \Delta S$. Поле оцінюється як сума внесків елементарних джерел, з урахуванням введеної просторової затримки:

$$p(r) = \frac{\Delta S}{\lambda} \sum_n^N \sum_m^M \frac{\exp(-jk(r_{nm} + \Delta r_{nm}))}{r_{nm}}$$

Де $r_{nm}, \Delta r_{nm}$ – відстань від точкового випромінювача з номером nm до точки спостереження та просторова затримка відповідно.

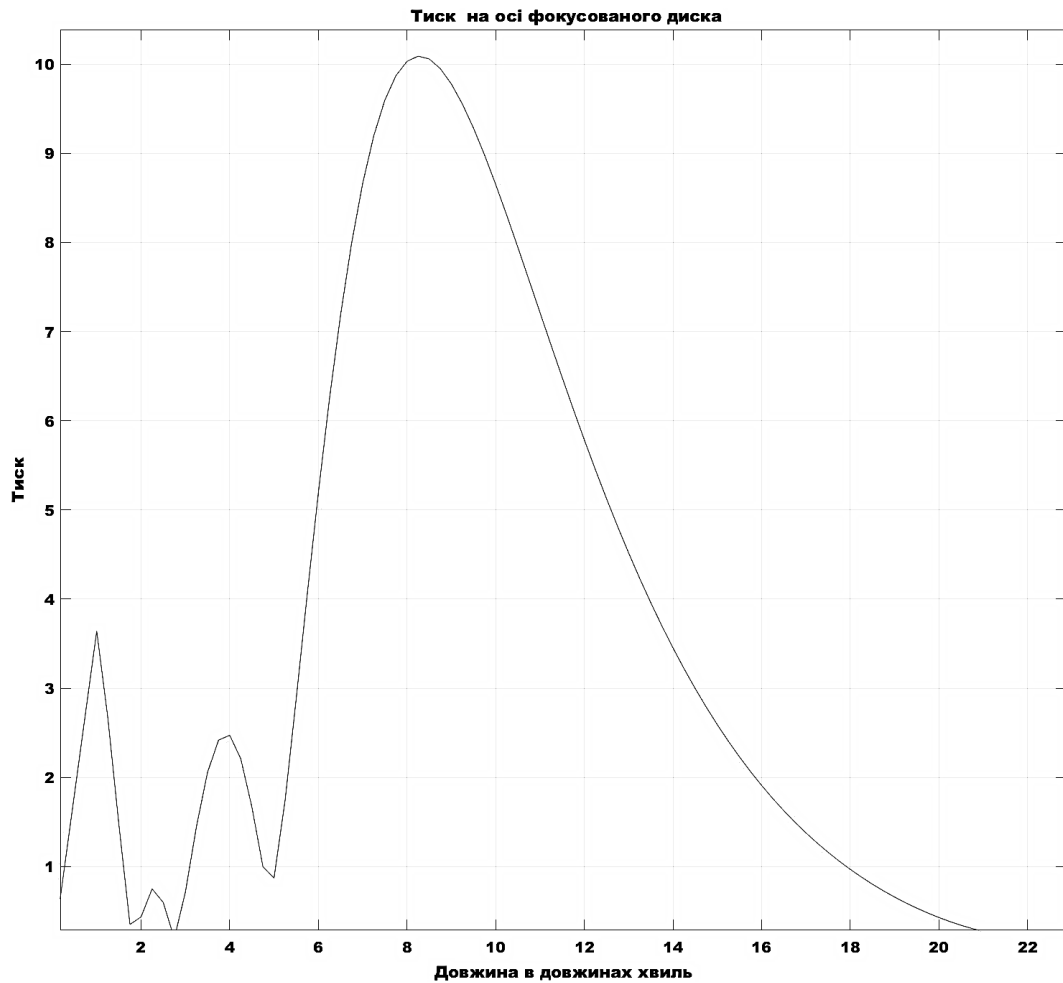


Рис.6 Розподіл тиску уздовж осі

Наведемо приклад. Розрахуємо розподіл тиску вздовж осі дискового випромінювача апертурою $D = 10\lambda$ для коефіцієнта фокусування $K_f = \frac{z_0}{D}$.

Крива (рис.6) відображає розподіл звукового тиску вздовж осі дискового випромінювача. Дифракційні ефекти зміщують точку максимуму тиску до поверхні випромінювача. Дійсна фокусна відстань стає меншою ніж розрахункова. Зсув зростає зі збільшенням коефіцієнта фокусування.

Збільшення коефіцієнта фокусування збільшує протяжність променя. Таким чином, вибравши точку фокусування, а значить і коефіцієнт фокусування, можна сформувати рівномірний, по критерію 0.707 від мах тиску, промінь необхідної протяжності. Наприклад, фокусуючи диск в точку $Z_0 = Z_f = 10\lambda$, $K_f = 1$ отримаємо акустичний промінь протяжністю $Z_f = 25\lambda$ з тиском випромінювання майже в 3 рази більшим за тиск суцільного поршневого випромінювача тієї ж апертури.

Розрахуємо дійсний ультразвуковий тиск у фокусі.

$$p_0 = \frac{r}{R_\phi} \cdot p_i = 170 \text{ Па};$$

$$P_\phi = p_0 \cdot K_p = 170 \cdot 10 = 1700 \text{ Па};$$

З отриманого значення ультразвукового тиску, дізнаємося радіаційний тиск, який створює фокусований промінь ультразвуку.

$$L_F = 20 \lg \frac{P_\phi}{P_0} \approx 160 \text{ дБ};$$

Враховуючи отриманий радіаційний тиск, який більше за табличне значення, можемо використовувати менший тиск, зменшуючи напругу, що подається на кожен окремий перетворювач.

2.4. Ескізне конструювання пристрою

З отриманих даних після розрахунку особливостей конструювання необхідного пристрою ми отримали, що оптимальне число УЗ-перетворювачів, необхідних для створення радіаційного тиску становить:

$$N = 10^{\frac{\Delta L}{20}} = 10^{1.5} = 32$$

З цього слідує, що для того, щоб розвинути 145 дБ, необхідно 32 УЗ перетворювача, забезпечивши при цьому рівність фаз коливань окремих джерел в точці спостереження. Для формування променю використаємо масив з 32 випромінювачів застосувавши технологію фокусування [13].

Отже, необхідно розташувати 32 обраних випромінювачі на круговій матриці з її найменшим діаметром апертури та найменшою кількістю кілець у ній.

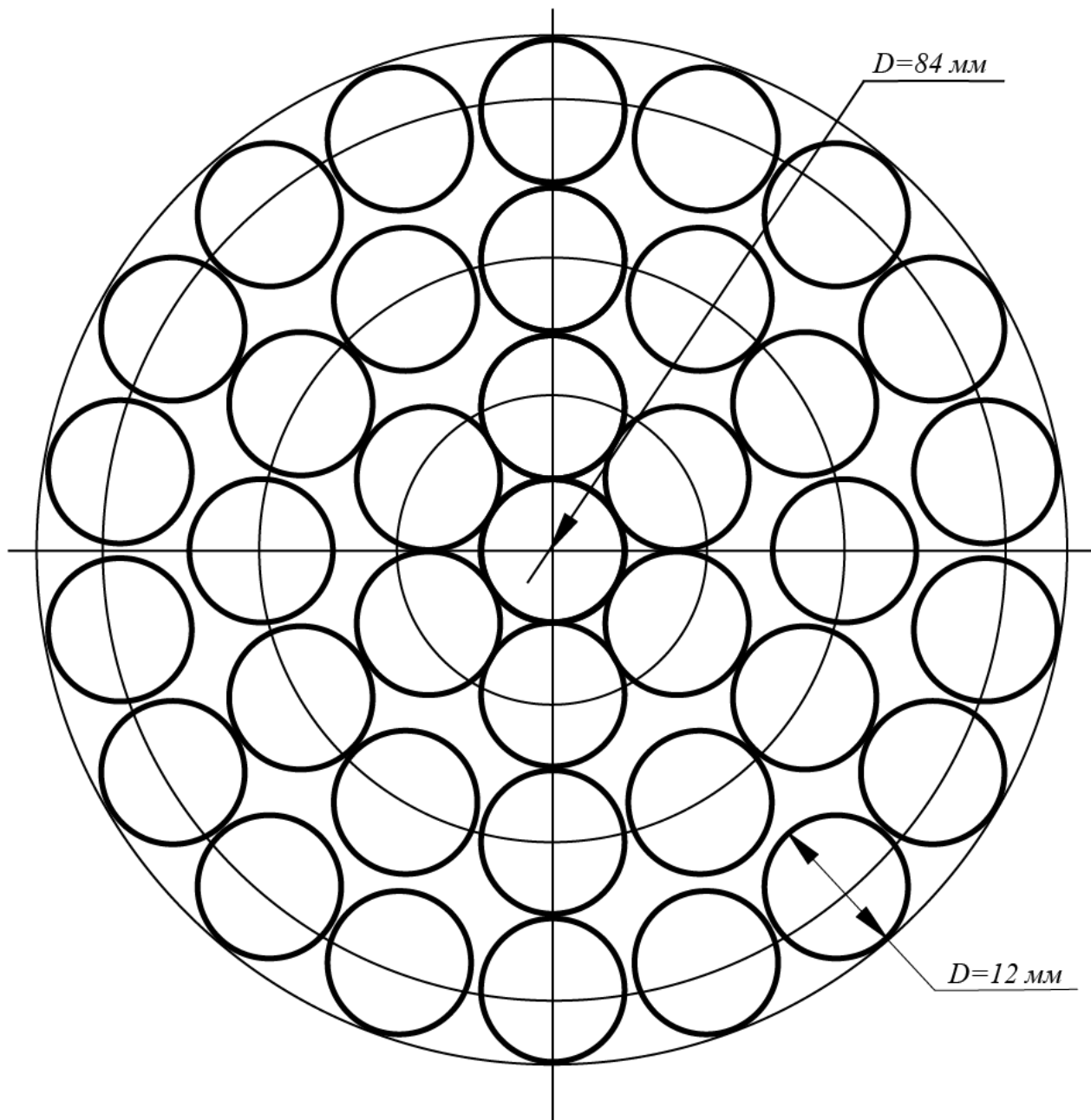


Рис.7. Кругова матриця УЗ випромінювачів при $N=32$.

ВИСНОВКИ

У моїй роботі було розглянуто спосіб створення силової дії в повітрі за допомогою сфокусованого ультразвуку. Наведено розрахунки радіаційного тиску ультразвуку. Представлені результати комп'ютерного моделювання ультразвукового поля та комп'ютерної обробки експериментальних даних. Дано опис фізичних експериментів і проаналізовані отримані результати.

В роботі було проаналізовано інформацію технічної літератури з метою отримання силової дії ультразвуку в повітрі. Встановлено, що силова дія ультразвуку використовується в мультимедії та медицині.

Встановлено, що офтальмологічний масаж потребує створення силової дії до 2 Па.

Було запропоновано створити УЗ безпечний пристрій для офтальмологічного масажу з використанням масиву штатних УЗ-перетворювачів типу AW19T/R40-10OB01-01.

Було запропоновано створити дискову матрицю УЗ-перетворювачів, сфокусованих в одну точку.

Була розрахована матриця з 32 УЗ-перетворювачів, яка створює в точці фокусування УЗ тиск в 1700 Па. Таким чином, поставлене завдання: мінімальна відстань до ока – 80 мм, максимальний тиск силової дії – 2 Па було виконано.

Отримані в роботі результати можуть бути застосовані при розробці пристроїв тактильного мовлення та пристроїв дистанційного силового дії для мультимедійних, телекомунікаційних систем та для використання в медицині, а саме для створення офтальмологічного масажеру.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. T.Hoshi: Handwriting Transmission System Using Noncontact Tactile Display. In: IEEE Haptics Symposium 2012, pp. 399–401 (2012).
2. Y. Suzuki, M. Kobayashi: Air Jet Driven Force Feedback in Virtual Reality. IEEE Computer Graphics and Applications 25(1), 44–47 (2005).
3. Takayuki Iwamoto, Mari Tatezono, Hiroyuki Shinoda. Non-contact Method for Producing Tactile Sensation Using Airborne Ultrasound, <http://www.alab.t.u-tokyo.ac.jp/iwa>.
4. T.Hoshi., M.Takahashi, T.Iwamoto, H.Shinoda: Noncontact Tactile Display Based on Radiation Pressure of Airborne Ultrasound. IEEE Trans. Haptics 3(3), 155–165 (2010).
5. T.Hoshi: Development of Aerial-Input and Aerial-Tactile-Feedback System. In: IEEE World Haptics 2011, pp. 569–573 (2011).
6. T.Hoshi: Handwriting Transmission System Using Noncontact Tactile Display. In: IEEE Haptics Symposium 2012, pp. 399–401 (2012).
7. S.Kozeruk. Modeling of acoustic beam for location with high resolution. 5th International Universal Communication Symposium, October 12-14, 2011, Gumi, Korea.
8. S. Kozeruk, O. Kratko, G. Pukha . Computer Technology in Modeling and Experiment Problems with Powerful Ultrasound in Air, in: Computer Technology and Application 4(2013),17-22.
9. M.Fujiwara, K.Nakatsuma, M.Takahashi, H.Shinoda: Remote Measurement of Surface Compliance Distribution Using Ultrasound Radiation Pressure. In: IEEE World Haptics 2011, pp. 43–47 (2011).
10. S.Kozeruk. Modeling of focused acoustic field of plane matrix oscillator, in: Proceedings of the 31 International Scientific-Technical Conference Electronics and Nanotechnology, April 12-14, 2011, Kyiv, Ukraine, pp. 171.

11. Технічні характеристики «Аппарат для ультразвуковой терапії офтальмологічний УЗТ 1. 040».
12. S.Kozeruk. Modeling of acoustic beam for location with high resolution. 5th International Universal Communication Symposium, October 12-14, 2011, Gumi, Korea.
13. S. Kozeruk, O. Kratko, G. Pukha . Computer Technology in Modeling and Experiment Problems with Powerful Ultrasound in Air, in: Computer Technology and Application 4(2013),17-22.
14. Кайно Г. Акустические волны: Устройство, визуализация и аналоговая обработка сигналов: Пер. с англ.- М.:Мир,1990-656с.
15. https://stud.com.ua/132239/meditsina/ultrazvuk_ofthalmologiv
16. <https://companion.ua/yaki-buvayut-zakhvoryuvannya-ochej/>
17. <https://medytsyna.com/shho-take-ultrazvuk-zastosuvannya-ultrazvuku-v-tehnitsi-i-medsini/>
18. <https://odnogrpniki.com.ua/shcho-take-ultrazvuk-zastosuvannya-ultrazvuku-v-tehnitsi-i-medsini-p147267>
19. M.Ciglar: An Ultrasound Based Instrument Generating Audible and Tactile Sound. In: NIME 2010, pp. 19–22 (2010).

```

clc
%Расчет pola Pressure на оси x Disk porsch
%Pressure normirovno k P0=roc*V
% Parametry i peremennue:
%l-lambda; X- ydalenie ot porsch po osi; r0- radius porsch; dr- schag po rad;
%dx=schag po osi X

% Geometry parametry setky
l=1;dx=0.5*l; dr=0.1*l;K=2*pi/l;
x0=80*l;r0=8*l;M=x0/dx;N=r0/dr;
fren=r0^2/l; %s(k)=x(k)/fren-param Frenelia
K=2*pi/l;
for k=1:1:M %pole pressyre po osi x
    x(k)=(k-1)*dx;
    s(k)=x(k)/fren;
    R= sqrt(x(k)^2 +dr^2);
    P(1)=pi*dr^2*exp(-j*K*R)/R;% element wkлада #1

%Proverka po teorii(C. Rgevkin, s.319): Pt=CONST*|SIN(k*del*0.5)|;
R1=sqrt(r0^2+x(k)^2);
del=R1-x(k);
Pt(k)=abs(sin(K*del*0.5));%Normirovana
LPt(k)=20*log10(Pt(k));
%% %
for n=1:1:N %Summa wkладov po r= n*dr(r > 0) dlja x=const
    r=(n+1)*dr;
    apot=1; %amplitydnoe raspredelenie
    %apot=(cos(0.5*pi*r/r0))^2;
    R= sqrt(x(k)^2 +r^2);
    A= exp(-j*K*R)/R;
    P(n+1)=P(n) +A*pi*r*dr*apot;
end
P1(k)=abs(P(n+1));
LP1(k)=20*log10(P1(k));
end
figure(1);
%plot(s,P1),grid,set(gca,'FontName','Arial Cyr','FontSize',10);
%plot(x,LP1,x,LPt),grid,set(gca,'FontName','Arial Black','FontSize',10);
plot(x,P1,x,Pt),grid,set(gca,'FontName','Arial Cyr','FontSize',10);
%semilogy(s,P1,s,Pt);
title('“иск вздовж ос≥ поршн€");
xlabel('—дстань в довжинах хвил≥');
ylabel('Кормований тиск');
%title('Smeschenie in freznel zone ');
%xlabel('Param the freznel S');
%ylabel('Magnitude');
hold on

```

```

clear
clc
% Raschet Lewel Pressure for Disk= in Focus=Z0 po ALGORITMU KVADRATA!!!!
% na osi Z porsch = Matrica =DISC =Kvadro A*A v tverdom ekrane
% Reschaetsa Chislenno
% Dano DISC=2Rdisc=2sqrt( A^2+A^2) schag=dx=dy
% Un=o na ekrane
% dQ=U*dS;dp=jk(roC)dQ=jk(roC)UdS*exp(-jkR)/4PiR;

% Parametry i peremennue:
% Z0- Focus na osi Z; A storonu kvadrata;
% ndx- schag po X; mdy- schag po Y;
% !!Apotization = apotX*apotY;.

l=1;% Lambda
K=2*pi/l;
C0=340;
% Geometry parametry symmirovaniya wkldow
Y1=-5*1;Y2=5*1;dY=1.5*1;%Schag po storone B=Y0
X1=-5*1;X2=5*1;dX=1.5*1;%Schag po storone A=X0
Z0=9*1;% Focus na osi Z=Z0
% s=Z0/fren; % s-param Frenelia dla PorschXYX ;
M=(X2-X1)/(dX) % X=[0:dX:X0];%Massiw po Osi X Porschnja
N=(Y2-Y1)/(dY) % Y=[0:dY:Y0];%Massiw po Osi Y PorschnjaU=U0;% U=U0/(j*K);
Z=40*1;% Tochka max obserwation na osi Z=Z0
% s=Z0/fren; % s-param Frenelia dla PorschXYX ;
dz=0.25*1;I=Z/dz;
fren=(X2-X1)^2/(4*1);
dS=dX^2;% Elementare Surfeis
U=1;dQ=U*dS;% dQ-proizvoditelnost
apotX=1;apotY=1;

Rdisk=sqrt(X1^2+Y1^2);% Radius Diska vpisanogo v Kvadrat
% Calculation Radius-Vektorov R(m,n)
for m=1:1:M+1
    X=(2*m-(M+2))*0.5*dX;
    for n=1:1:N+1
        Y=(2*n-(N+2))*0.5*dY;
        Rxy2= X^2 +Y^2;% Radius Rxy2=SQRT(X^2++Y^2)
        if sqrt(Rxy2)<Rdisk %Sravnenie
            R(m,n)=sqrt(Rxy2+Z0^2);
        else
            R(m,n)=0;
        end
    end
end
Rmax=max(max(R));

% Calculation Tdeley
for m=1:1:M+1
    for n=1:1:N+1
        if R(m,n)>0 %

```

```

        dR(m,n)=Rmax-R(m,n);
        Tdel(m,n)=dR(m,n)/C0;
    else
        dR(m,n)=0;
        Tdel(m,n)=0;
    end
end
end
%График Tdel!!!
%figure(1)
%mesh(X2,Y2,Tdel*2*pi/C0),grid,set(gca,'FontName','Arial Black','FontSize',10);
title(' Кормована фазова поверхність');
xlabel('Апертура в довжинах хвиль');
ylabel('Апертура в довжинах хвиль');
zlabel('аза, рад/м/с');
% Calculation Pressure for Axis Z
for i=5:1:I+1 % From Axis Z
    z(i)=(i-1)*dz;
    P1(1)=0;
    for m=1:1:M+1 %Summa wkładow po Storone Kwadrata X= m*dX
        %apotX=cos(pi*abs(X/(X2-X1)));
        X=(2*m-(M+2))*0.5*dX;
        P(1)=0;
        for n=1:1:N+1 %Summa wkładow po Storone Kwadrata Y=n*dY
            %apotY=cos(pi*abs(Y/(Y2-Y1)));
            Y=(2*n-(N+2))*0.5*dY; %!!Ytochnit(L+1)
            %apotY=cos(pi*abs(Y/(Y2-Y1)));
            Rxy2=X^2 + Y^2;
            if sqrt(Rxy2)<Rdisk %
                Rz(m,n)=sqrt(Rxy2+z(i)^2);
                Rs(m,n)=Rz(m,n)+dR(m,n);
                A1= apotX*apotY*exp(-j*K*Rs(m,n))/Rs(m,n);
            else
                A1=0;
            end
            P(n+1)=P(n)+A1*dQ; %Summa wkładow po Y dlja X=const
        end
        P1(m+1)=P1(m)+P(n+1);%Summa wkładow po X u Y dlja Z=Z0
    end
    Fz(i)=abs(P1(m+1)); % Potenzial po radialy x ot osi Z=Z0
end

Fzn=Fz./max(Fz);

figure(2);
plot(z,Fz),grid,set(gca,'FontName','Arial Black','FontSize',10);
title(' Тиск на осі фокусованого диска');
xlabel('Довжина в довжинах хвиль');
ylabel('Тиск');

hold on

```